

Теорія і практика радіовимірювань

УДК 621.317.7. 089

СИСТЕМА ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ЕЛЕКТРОШКІРНОГО ОПОРУ¹

Куценко В. П.¹ д.т.н., с.н.с., Яненко О. П.² д.т.н., проф., Удовиченко С. В.³

¹Донецький національний технічний університет,
м. Красноармійськ, Україна

²Національний технічний університет України «КПІ», м. Київ, Україна

³Центральна районна лікарня, м Костянтинівка, Україна

E-mail: donetsk50@mail.ru

SYSTEM FOR MEASURING THE SKIN ELECTRIC RESISTANCE

**Kutsenko V. P.¹ Doc. Of Sci (Technics), prof., Yanenko A. P.² Doc. Of Sci (Technics),
prof., Udovychenko S. V.³**

¹Donetsky National Technical University. Krasnoarmiisk, Ukraine

²Natsionalnyy Technical University of Ukraine "KPI", m. Kyiv, Ukraine

³Tsentralna District Hospital, the city of Konstantinovka, Ukraine

E-mail: donetsk50@mail.ru

Вступ

Електрошкірний опір (ЕШО) біологічно активних точок (БАТ) є одним з найважливіших показників, за яким судять про стан здоров'я людини. Для вимірювання ЕШО найчастіше використовують методи з застосуванням тестувальних сигналів від зовнішніх джерел струму або напруги [1]. Проте, не дивлячись на те, що потужність тестувальних сигналів максимально обмежують, вони при електропунктурних дослідженнях роблять негативний вплив на людський організм [1,2]. Найбільші деструктивні реакції спостерігаються у внутрішніх органах, що пов'язані з тестованими БАТ, в яких виявляються істотні морфологічні наслідки, що зберігаються до 1,5 місяців. Послідовний вплив на БАТ тестувальної електричної енергії при електропунктурі викликає посилене накопичення в них біологічно активних речовин і сприяє лавиноподібному викиду їх в кров і міжклітинну рідину, що часто призводить до серйозних негативних наслідків. Крім того, недоліком відомих систем є низька достовірність результатів вимірювань ЕШО, що знижує точність діагностики [3,4].

Існують методи, в яких не використовують зовнішнє джерело зондувального струму, а вимірюють генерований самим біооб'єктом слабкий струм, що знижує до мінімуму шкідливу дію на клітини і структури біооб'єкту. Однак, через низьку інтенсивність (10^{-12} - 10^{-14} Вт) біоелектричного сигналу [6] на тлі впливу власних електричних шумів підсилювача, який використовується для підсилення слабких біосигналів, відомі пристрої та-

¹ Електронний варіант статті: <http://radap.kpi.ua/radiotechnique/article/view/1107>

кож не забезпечують високу чутливість, точність та достовірність результатів вимірювань ЕШО [7].

Таким чином, розробка системи для вимірювання електрошкіряного опору з підвищеною чутливістю, точністю і роздільною здатністю та вільної від вказаних недоліків за рахунок використання низькоінтенсивного електромагнітного випромінювання шумових сигналів в БАТ є актуальною задачею, вирішення якої пропонується авторами даного дослідження.

Постановка задачі.

Для реалізації поставленої задачі авторами проведені дослідження, в основу яких для визначення ЕШО покладено виділення та вимірювання дисперсії шумового біоелектричного сигналу від БАТ, яка пропорційна опору досліджуваної ділянки. Таке можливо, тому що спектр цього сигналу принципово не відрізняється від спектрів власних шумів вхідних елементів. Запропонований метод забезпечить підвищення точності вимірювань ЕШО без використання тестувальних сигналів.

Основна частина.

На рис. 1 представлена функціональна схема системи для вимірювання ЕШО, яка містить вимірювальний X1 і базовий електрод X2, розділові конденсатори C1 і C2, операційні підсилювачі A1 і A2, підсилювачі напруг A3 і A4, автоматичний перемикач S1, генератор прямокутних імпульсів G1, балансний змішувач U1, вузькосмуговий підсилювач A5, синхронний детектор U2, інтегратор U3, аналого-цифровий перетворювач (АЦП) U4, мікроЕОМ CPU і реєструвальний прилад P1.

За допомогою вимірювального X1 і базового X2 електродів, які розміщені у відповідних БАТ, знімається шумова комплексна напруга \dot{U}_C , дисперсія якої згідно з рівнянням Найквіста має вигляд [6]:

$$\overline{U}_C^2 = 4k\Delta fTR, \quad (1)$$

де $k = 1,38 \times 10^{-23}$ Дж/К – постійна Больцмана; Δf – смуга частот, у якій виділяється шумовий сигнал; T – абсолютна температура ділянки біооб'єкту, що досліджується; R – електричний опір цієї ділянки. Крім того з електродів X1 і X2 надходять їхні власні шуми, які в комплексному вигляді можна записати \dot{U}_{X1} і \dot{U}_{X2} .

Операційні підсилювачі A1 і A2, що мають у своїй структурі негативний зворотний зв'язок, підсилюють і розділяють на дві однакові протифазні шумові комплексні напруги, які з урахуванням відповідно власних шумів \dot{U}_{A1} і \dot{U}_{A2} мають вигляд

$$\dot{U}_1 = k_{A1}(\dot{U}_C + \dot{U}_{X1} + \dot{U}_{A1}), \quad (2)$$

$$\dot{U}_2 = -k_{A2}(\dot{U}_C + \dot{U}_{X2} + \dot{U}_{A2}), \quad (3)$$

де $k_{A1} = k_{A2}$ – коефіцієнти підсилення каналів операційних підсилювачів А1 і А2.

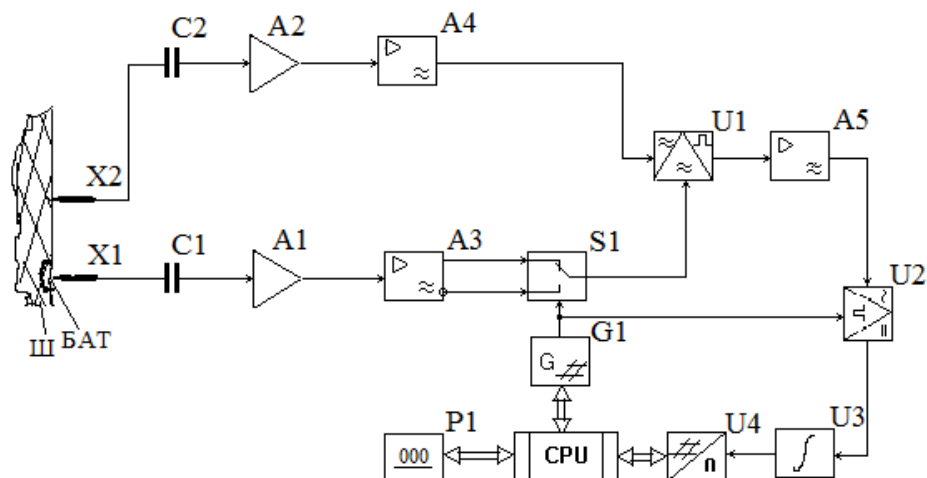


Рис. 1. Функціональна схема системи для вимірювання ЕШО

Напруги \dot{U}_1 і \dot{U}_2 надходять на входи підсилювачів А3 і А4 змінної напруги з смугою пропускання Δf , вихідні значення яких представляються у вигляді сумарних комплексних напруг:

$$\dot{U}_3 = k_{A3} \left(\dot{U}_{A3} + \dot{U}_1 \right), \quad (4)$$

$$\dot{U}_4 = k_{A4} \left(\dot{U}_{A4} + \dot{U}_2 \right), \quad (5)$$

$$\dot{U}'_3 = -k_{A3} \left(\dot{U}_{A3} + \dot{U}_1 \right), \quad (6)$$

де k_{A3} і k_{A4} – коефіцієнти підсилення підсилювачів А3 і А4 відповідно; \dot{U}_{A3} і \dot{U}_{A4} – комплексні напруги власних шумів підсилювачів А3 і А4; \dot{U}_3 і \dot{U}'_3 – комплексні напруги шумів на прямому і інверсному виходах підсилювача А3.

На входи автоматичного перемикача S1 надходять протифазні напруги (4) і (6). Тому при його безперервній роботі під дією прямокутних імпульсів генератора G1, на один з входів балансного змішувача U1 по чергові надходять напруги \dot{U}_3 і \dot{U}'_3 , а на інший вхід – безперервно напруга \dot{U}_4 з виходу підсилювача А4.

При одному положенні перемикача S1, як зазначено на рис. 1, на виході балансного змішувача U1 формується сигнал, пропорційний їх добутку:

$$\dot{U}_5 = S \dot{U}_3 \dot{U}_4 = S \left[k_{A3} \left(\dot{U}_{A3} + \dot{U}_1 \right) k_{A4} \left(\dot{U}_{A4} + \dot{U}_2 \right) \right], \quad (7)$$

де S – крутизна перетворення балансного змішувача $U1$.

В іншому протилежному положенні перемикача формується сигнал

$$\dot{U}'_5 = S \dot{U}_3 \dot{U}_4 = S \left[-k_{A3} \left(\dot{U}_{A3} + \dot{U}_1 \right) k_{A4} \left(\dot{U}_{A4} + \dot{U}_2 \right) \right], \quad (8)$$

Слід врахувати, що власні шуми електродів $X1$ і $X2$ і підсилювачів $A1$, $A2$, $A3$ і $A4$ між собою не корельовані. Точно також шумова напруга \dot{U}_C , що вимірюється, не корельована з цими шумами. У той же час інформаційні шумові сигнали, що надходять з електродів $X1$ і $X2$, є корельованими, тому що формуються по суті з одного джерела шуму. Так як добуток некорельованих сигналів на тимчасовому інтервалі більшому періоду сигналів дорівнює нулю, то усереднені напруги сигналів (7) і (8) за протилежних положеннях перемикача $S1$ мають вигляд:

$$\bar{U}_5 = -S k_{A1} k_{A2} k_{A3} k_{A4} \bar{U}_C^2, \text{ на часовому інтервалі } 0 < t < \pi / \Omega, \quad (9)$$

$$\bar{U}'_5 = S k_{A1} k_{A2} k_{A3} k_{A4} \bar{U}_C^2, \text{ на часовому інтервалі } \pi / \Omega < t < 2\pi / \Omega, \quad (10)$$

де Ω – колова частота перемикачів \dot{U}_3 і \dot{U}'_3 під дією прямокутних імпульсів генератора $G1$.

Часову послідовність усереднених напруг (9) і (10) можна розглядати як одну регулярну знакозмінну напругу, яка змінюється з частотою Ω перемикачів

$$U_6(t) = \frac{\bar{U}_5 - \bar{U}'_5}{2} \text{sign} \sin \Omega t, \quad (11)$$

де $\text{sign} \sin \Omega t$ – сінгум-функція, яка відображає прямокутну форму змінної напруги.

Поряд з корисною напругою (11) через кінцеве значення часу усереднення $\Delta t = \pi / \Omega$ на виході балансного змішувача $U1$ присутня і завада у вигляді шумової знакозмінної напруги. Для зменшення впливу шумової напруги на регулярний сигнал частоти Ω , вихідну напругу балансного змішувача $U1$ підсилюють вузькосмуговим підсилювачем $A5$, налаштованим на частоту перемикачів генератора $G1$. Завдяки вузькій смузі пропускання підсилювача в основному підсилюється знакозмінна напруга (11), яка випрямляється синхронним детектором $U2$, керованим так само генератором $G1$. Випрямлена напруга усереднюється інтегратором $U3$ і приймає вид:

$$U_7 = k_{A5} k_{U2} \bar{U}_5, \quad (12)$$

де k_{A5} – коефіцієнт підсилення вузькосмугового підсилювача $A5$; k_{U2} – коефіцієнт перетворення синхронного детектора $U2$.

Підставляючи у вираз (12) значення напруги \bar{U}_5 з (10), отримаємо

$$U_7 = S k_{A1} k_{A2} k_{A3} k_{A4} k_{A5} k_{U2} \bar{U}_C^2, \quad (13)$$

Якщо у вираз (13) підставити значення \bar{U}_c^2 з (1), то отримаємо

$$U_7 = 4Sk_{A1}k_{A2}k_{A3}k_{A4}k_{A5}k_{U2}k\Delta fTR. \quad (14)$$

При вимірюванні ЕШО в БАТ можна вважати, що в правій частині рівняння (14) всі елементи, крім опору R , величини постійні, і тоді вихідна постійна напруга буде пропорційною опору БАТ:

$$U_7 = S_1R, \quad (15)$$

де $S_1 = 4Sk_{A1}k_{A2}k_{A3}k_{A4}k_{A5}k_{U2}k\Delta fT$ – крутизна перетворення ЕШО в напругу [В/Ом].

Постійна напруга, що пропорційна електрошкіряному опору досліджуваної ділянки, надходить на АЦП U4, який перетворює її в цифровий сигнал, і далі передає на мікроЕОМ CPU. Відповідно до інформації, введеної в базу даних комп'ютера, на реєстру вальний прилад P1 видаються не тільки дані про абсолютні або відносні значення ЕШО, але і вказуються відхилення від встановленої норми.

Таким чином, слід вважати, що за шумовою напругою БАТ можна виміряти її електричний опір без тест сигналів від зовнішніх джерел електричного струму або напруги і тим самим виключити шкідливу дію тестувальних сигналів. Завдяки періодичному інвертуванню в першому каналі одної із шумових напруг, що перемножується, і синхронного детектування змінної складової частоти перемикачів, забезпечується виділення та вимірювання шумової напруги БАТ, яка пропорційна опору досліджуваної ділянки.

Крім того, слід підкреслити, що, оскільки система вимірювань забезпечує відсутність електричних пошкоджень БАТ, то як електроди можна використовувати медичні акупунктурні голки. Завдяки заглибленню їх в тіло пацієнта можна вимірювати не тільки шкірний, але й глибинний електроопір, який відображає фізіологічний стан внутрішніх органів і тканин.

Висновки

1. Електричний опір шкіри можна вимірювати за шумовою напругою БАТ без використання подразнюючих тестових сигналів від зовнішніх джерел електричного струму або напруги і тим самим виключити шкідливу дію, яка виникає під час дії тестового сигналу.

2. Завдяки періодичному інвертуванню однієї з шумових напруг, що перемножується, і синхронного детектування змінної складової частоти перемикачів, забезпечується виділення та вимірювання шумової напруги акупунктурних точок, значення якої пропорційна опору, а за інтенсивністю співставимо або менше за власні шуми вимірювальної системи.

3. Використання акупунктурних голчатих електродів дозволяє вимірювати не тільки поверхневий електричний опір шкіри, а і глибинний електроопір м'яких тканин, який відображає фізіологічний стан внутрішніх органів і тканин.

4. Комп'ютерна обробка результатів вимірювання забезпечує фіксацію абсолютних та відносних значень ЕШО, а також можливість визначення відхилення від встановленої норми, що може бути використано для діагностики стану пацієнта.

Перелік посилань

1. Загрядский В. А. Метрология и электробезопасность при пунктурной электродиагностике / В. А. Загрядский, В. П. Злоказов // Известия Таганрогского радиотехнического университета. – 1998. – №2. – с. 68-71.
2. Макац В. Г. Основы акупунктурной биоэнергодиагностики / В. Г. Макац. – Винница, 1991. – с. 73-78.
3. Пат. 2195867 Российская Федерация МПК А 61 В 5/05, А 61 В 39/02. Устройство для измерения электро кожного сопротивления / И.Я. Львович, А.Т. Селезнев, Заявитель и патентообладатель : Воронежский институт высоких технологий ; заявл. 30.05.2001, №2001114844/14, опубл. 10.01.2003, Бюл. №1.
4. Лях Ю. Е. Особенности использования электрических характеристик БАТ с целью оценки функционального состояния организма / Ю.Е. Лях, Ю.Г. Выхованец, Е.И. Чуприна и др. ; матер. IV межд. конф. по квантовой медицине. – Донецк, 1999. – с.115-118.
5. Алдерсонс А. А. Механизмы электродермальных реакций / А. А. Алдерсонс. – Рига : Зинатне, 1985.
6. Куценко В.П. Методы и средства сверхвысокочастотной радиометрии / В. П. Куценко, Ю. А. Скрипник, Н. Ф. Трегубов, К. Л. Шевченко, А. Ф. Яненко. – Донецьк : ППШ «Наука і освіта», 2011. – 324 с.
7. Куценко В.П. Періодичне порівняння сигналів в НВЧ-радіометрії / В. П. Куценко. – Донецьк : ППШ «Наука і освіта», 2012. – 300 с.

References

1. Zagryadskii V. A. and Zlokazov V. P. (1998) *Metrologiya i elektrobezopasnost' pri punkturnoi elektrodiagnostike* [Metrology and electrical safety in electro-puncture] Izvestiya Taganrogskego radiotekhnicheskogo universiteta, No 2, pp. 68-71.
2. Makats V. G. (1991) *Osnovy akupunkturnoi bioenergodiagnostiki* [Bioenergy basics of acupuncture diagnostics]. Vinnitsa, pp. 73-78.
3. L'vovich I.Ya. and Seleznev A.T. (2003) *Ustroistvo dlya izmereniya elektrokozhnogo soprotivleniya* [A device for measuring electric resistance]. Pat. RU 2195867.
4. Lyakh Yu. E., Vykhovanets Yu.G., Chuprina E.I. et al. (1999) *Osobennosti ispol'zovaniya elektricheskikh kharakteristik BAT s tsel'yu otsenki funktsional'nogo sostoyaniya organizma* [Features of using the electrical characteristics of bioactive points in order to evaluate functional state of the organism]. *IV Int. Conf. on quantum medicine*, Donetsk, pp. 115-118.
5. Aldersons A. A. (1985) *Mekhanizmy elektrodermal'nykh reaktsii* [Mechanisms of electrodermal reactions]. Riga, Zinatne.
6. Kutsenko V.P., Skripnik Yu. A., Tregubov N. F., Shevchenko K. L. and Yanenko A. F. (2011) *Metody i sredstva sverkhvysokochastotnoi radiometrii* [Methods and tools for microwave radiometry]. Donetsk, Nauka i osvita, 324 p.
7. Kutsenko V.P. (2012) *Periodychnye porivniannia syhnaliv v NVCh-radiometrii* [Comparison of periodic signals in the microwave radiometry]. Donetsk, Nauka i osvita, 300 p.

Куценко В.П., Яненко О.П., Удовиченко С.В. Система для вимірювання електрошкірного опору. У статті проведені дослідження та розроблена система, в основу

якої для вимірювання електрошкірного опору (ЕШО) покладено виділення та вимірювання дисперсії шумового біоелектричного сигналу від БАТ, що пропорційна опору ділянки дослідження. Запропоновано автоматизована функціональна схема та алгоритм перетворення корисного шумового сигналу БАТ, у якого спектр принципово не відрізняється від спектрів власних шумів вхідних елементів, в ЕШО. Запропонована система забезпечує підвищення точності вимірювань ЕШО без використання тестувальних сигналів.

Ключові слова: електрошкірний опір, вимірювання, біологічно активні точки, моделювання, радіометричний метод.

Куценко В.П., Яненко А. Ф., Удовиченко С.В. **Система для измерения электрокожного сопротивления.** В статье проведены исследования и разработана система, в основу которой для измерения электрокожного сопротивления (ЭКС) положено выделение и измерение дисперсии шумового биоэлектрического сигнала от БАТ, что пропорционально сопротивлению участка исследования. Предложена автоматизированная функциональная схема и алгоритм преобразования полезного шумового сигнала БАТ, у которого спектр принципиально не отличается от спектров собственных шумов входных элементов, в ЭКС. Предложенная система обеспечит повышение точности измерений ЭКС без использования тестирующих сигналов. **Ключевые слова:** электрокожное сопротивление, измерения, биологически активные точки, моделирование, радиометрический метод.

Kutsenko V.P., Yanenko A. P., Udovychenko S.V. **System for measuring the skin electric resistance.**

Introduction. System for applying testing signals from external current sources or voltage is frequently used to measure the electrical resistance of leather.

Formulation of the problem. The authors conducted research and developed a system to achieve this task. It is based on measuring the electrical skin resistance (ESR) responsible allocation. Measurement noise variance bioelectric signal is proportional to the resistance area of research.

Main body. The paper studied and developed system, based on measuring electrical skin resistance on the identification and measurement of the noise variance from the BAP bioelectric signal that is proportional to the resistance of the investigation. A functional block diagram of an automated algorithm for converting the useful and noise signal BAP, whose range does not differ fundamentally from those of the intrinsic noise of the input elements in ESR is shown. The proposed method will improve the accuracy of the measurements ESR without the use of test pacing signal. The simulation results and experimental studies are correlated. It confirms the adequacy of this method the results of experimental measurements.

Conclusions. It can be measured the electrical resistance without signals tested, external sources of electric current or voltage and thereby completely eliminate the harmful effect of probing for noise voltage BAT. Thanks to one of the Inverting periodic the noise voltages multiplied and simultaneous detection variable component switching frequency provided the allocation and measurement noise voltage acupuncture points. It is proportional to the resistance and the intensity of the same order or less than the intrinsic noise of the measuring system. The usage of needle electrodes as medical acupuncture allows to measure not only the skin but also deep resistivity, which reflects the physiological state of internal organs and tissues. The introduction of computer processing allows to analyze not only data on absolute or relative value measured ESHO, but also show the deviation from the established norm.

Keywords: electrodermal resistance measurements, acupressure points, modeling, radiometric method.